



**Europäisches
Patentamt**

**European
Patent Office**

**Office européen
des brevets**

REC'D 17 NOV 2004

WIPO

PCT

PCT/1804/52436

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03104442.3

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 03104442.3
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 28.11.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH

20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se référer à la description.)

DREIDIMENSIONALE REKONSTRUKTION EINES OBJEKTES AUS PROJEKTIONSAUFNAHMEN

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG**Dreidimensionale Rekonstruktion eines Objektes aus Projektionsaufnahmen**

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines bewegten Objektes in einem Körpervolumen, wobei das

5 Körpervolumen zum Beispiel durch Herzschlag oder Atmung einer zyklischen Eigenbewegung unterliegen kann.

Die Durchführung von intravaskulären medizinischen Eingriffen wie beispielsweise die Platzierung eines Stents an einer Stenose der Herzkranzgefäße erfolgt üblicherweise

10 unter röntgenfluoroskopischer Beobachtung. Zur Kontrolle der Platzierung des Stents wäre es dabei hilfreich, diesen möglichst genau dreidimensional visualisieren zu können. Eine solche Visualisierung ist jedoch mit den bekannten dreidimensionalen Bildgebungsverfahren der Computertomografie nicht ohne weiteres möglich, da der Stent aufgrund des Herzschlags und der Atmung einer ständigen Bewegung bzw.

15 Deformation unterliegt.

In diesem Zusammenhang ist es für die dreidimensionale Rekonstruktion von Gefäßbäumen aus der Literatur bekannt, während einer Herzschlagphase zwei Projektionsserien der mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße aus unterschiedlichen

20 Richtungen zu erzeugen (S.-Y.J. Shen, J.D. Carroll: "Dynamic reconstruction of 3D coronary arterial trees based on a sequence of biplane angiograms", Proceedings of the SPIE, Vol.3034, Seiten 358-368 (1997)). Auf den Projektionsaufnahmen werden dann markante Punkte wie etwa Bifurkationen segmentiert, und aus zwei Projektionen aus demselben Stadium der Aufnahmesequenzen, jedoch unterschiedlichen Projektions-

25 richtungen, wird die räumliche Lage dieser markanten Punkte rekonstruiert. Aus allen so rekonstruierten Lagen wird schließlich die Bewegung der Punkte und damit des Gefäßsystems insgesamt während des Herzschlags ermittelt. Eine Anwendung des Verfahrens auf die Lokalisierung von Objekten wie Interventionseinrichtungen wird nicht beschrieben. Ferner setzt das Verfahren voraus, dass die Aufnahmesequenzen mit

hoher Rate während genau einer Herzschlagdauer aufgenommen werden.

Vor diesem Hintergrund war es eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, Mittel zur Lokalisierung eines Objektes wie etwa einer Interventionseinrichtung im Gefäßsystem
5 eines Patienten bereitzustellen, wobei das Objekt und/oder das umgebende Körpervolumen einer zyklischen oder nicht-zyklischen Bewegung unterliegen kann.

Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1, durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 4, durch ein Verfahren mit
10 den Merkmalen des Anspruchs 9 sowie durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 10 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen sind in den Unteransprüchen enthalten.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung dient der
15 dreidimensionalen Rekonstruktion eines bewegten Objektes in einem Körpervolumen. Bei dem Objekt kann es sich insbesondere um eine Körperstruktur (Organ, Gefäßabschnitt, das Körpervolumen selbst etc.) oder eine Interventionseinrichtung an einem Katheter wie beispielsweise um einen Stent, einen Ballon oder einen Führungsdraht handeln, wobei die Erfindung jedoch nicht auf medizinische
20 Anwendungen beschränkt ist. Die Bewegung des Objektes kann relativ zum Körpervolumen stattfinden (z.B. Vorschub eines Katheters) und/oder zusammen mit einer Bewegung des Körpervolumens (z.B. durch Patientenbewegung, Atmung, Herzschlag).

Die Vorrichtung umfasst einen (elektronischen) Speicher, welcher eine Serie zwei-
25 dimensionaler Projektionsaufnahmen des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen enthält. Mit dem Speicher ist eine Datenverarbeitungseinrichtung gekoppelt, welche dazu eingerichtet ist, die folgenden Schritte auszuführen:

- a) Die Segmentierung des Abbildes mindestens eines Merkmalpunktes des Objektes oder seiner Umgebung in den Projektionsaufnahmen. Ein "Merkmalpunkt des Objektes oder seiner Umgebung " ist dabei definitionsgemäß ein zum Objekt oder zur Umgebung gehörender Punkt, welcher sich auf den Projektionsaufnahmen verhältnismäßig gut lokalisieren lässt. Beispielsweise kann es sich um eine Gefäßverzweigung oder um eine röntgendichte Markierung auf einem Führungsdraht oder Stent handeln. Ferner wird unter einer "Segmentierung" in üblicher Weise die Zuordnung eines Bildpunktes zu einem Objekt (hier: dem Merkmalpunkt) verstanden. Vorzugsweise werden zwei oder mehr verschiedene Merkmalpunkte segmentiert und jeweils der nachfolgenden, für "den Merkmalpunkt" formulierten Weiterverarbeitung unterzogen.
- b) Die Vorgabe einer räumlichen Referenzposition für den Merkmalpunkt. Die "wahre" räumliche Position des Merkmalpunktes (zu einem bestimmten Zeitpunkt) ist aufgrund der unbekannten Bewegung des Objektes auch aus mehreren Projektionsaufnahmen nicht mit Sicherheit ermittelbar. Vorliegend wird daher mehr oder weniger willkürlich eine Referenzposition vorgegeben, die für die Interpretation und Ausrichtung der Aufnahmen anschließend zugrundegelegt wird.
- c) Die Berechnung von Transformationen des dreidimensionalen Objektraumes und der zweidimensionalen Projektionsaufnahmen, nach deren Anwendung sich jeweils die Projektion der (transformierten) Referenzposition mit dem (transformierten) Abbild des Merkmalpunktes deckt. Typischerweise wird eine dieser Transformationen als die Identität festgelegt, so dass effektiv entweder eine echte Transformation des Objektraumes oder eine echte Transformation der Projektionsaufnahmen stattfindet. Bei der "echten" Transformation kann es sich beispielsweise um eine Translation, eine Rotation, eine Dilatation (Volumenveränderung) und/oder in komplexeren Ansätzen um eine affine Transformation handeln.

- In Schritt c) können zum Beispiel die Projektionsaufnahmen so transformiert werden, dass das in Schritt a) segmentierte Abbild des Merkmalpunktes an der Stelle zu liegen kommt, an welche die in Schritt b) definierte Referenzposition projiziert wird. Alternativ kann für jede Projektionsaufnahme die Referenzposition in eine neue Lage transformiert werden, deren Projektion dann auf dem in Schritt a) segmentierten Abbild des Merkmalpunktes liegt. In beiden Fällen werden Transformationen ermittelt, welche eine Ausrichtung der Projektionsaufnahmen auf die Referenzposition (bzw. eine Ausrichtung der Referenzposition auf die Projektionsaufnahmen) beschreiben.
- d) Die dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes und gegebenenfalls der Umgebung des Objektes, das heißt allgemein einer interessierenden Region ("region of interest"), aus den gespeicherten Projektionsaufnahmen unter Verwendung der gemäß Schritt e) berechneten Transformationen.

Die Vorrichtung hat den Vorteil, dass das Objekt bzw. eine interessierende Region beim Objekt unter Verwendung aller Projektionsaufnahmen aus dem Speicher rekonstruiert werden kann. Dies gelingt, da Lage- und Formveränderungen des bewegten Objektes mit Hilfe der Transformationen kompensiert werden können. Von besonderem Vorteil ist in diesem Zusammenhang, dass die Bewegung des Objektes quasi beliebig sein kann.

Die angenommene räumliche Referenzposition eines Merkmalpunktes in Verfahrensschritt b) kann zwar im Prinzip beliebig festgelegt werden. Vorteilhafterweise wird sie jedoch so definiert, dass sie möglichst nahe an einer realen bzw. der wahrscheinlichsten Aufenthaltsposition des Merkmalpunktes liegt. Insbesondere kann die Referenzposition geometrisch aus zwei Projektionsaufnahmen rekonstruiert werden, die bei gleichartigen Zuständen des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen wurden. In diesem Falle kann angenommen werden, dass ein Merkmalpunkt während der Erzeugung der beiden Projektionsaufnahmen an etwa derselben räumlichen Stelle

lag, die daher exakt rekonstruiert werden kann. Bei dem Zustand des Körpervolumens kann es sich insbesondere um die Herzschlagphase handeln, welche typischerweise mit einem EKG erfasst wird.

- 5 Die Erfindung betrifft gemäß einem zweiten Aspekt eine Vorrichtung zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Objektes in einem Körpervolumen, das einer zyklische Eigenbewegung unterliegt. Bei dem Objekt kann es sich insbesondere um eine Körperstruktur (Organ, Gefäßabschnitt etc.) oder eine Interventionseinrichtung an einem Katheter wie beispielsweise um einen Stent, einen Ballon oder einen
- 10 Führungsdraht handeln, wobei die Erfindung jedoch nicht auf medizinische Anwendungen beschränkt ist. Bei der zyklischen Eigenbewegung handelt es sich typischerweise um eine solche, die durch den Herzschlag und/oder die Atmung in einem biologischen Körper verursacht wird.
- 15 Die Vorrichtung umfasst einen (elektronischen) Speicher, welcher eine Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen enthält. Zu jeder der Projektionsaufnahmen enthält der Speicher ferner die zugehörigen Werte eines Parameters, welcher die zyklische Eigenbewegung des Körpervolumens zum Zeitpunkt der Erzeugung der Projektionsaufnahme
- 20 charakterisiert. Bei dem Parameter kann es sich zum Beispiel um einen EKG-Wert handeln. Mit dem genannten Speicher ist eine Datenverarbeitungseinrichtung gekoppelt, welche dazu eingerichtet ist, die folgenden Schritte auszuführen:
- a)
- 25 Die Segmentierung des Abbildes mindestens eines Merkmalpunktes des Objektes in den Projektionsaufnahmen. Ein "Merkmalpunkt des Objektes" ist dabei wie bereits erläutert ein zum Objekt gehörender Punkt, welcher sich auf den Projektionsaufnahmen verhältnismäßig gut lokalisieren lässt. Vorzugsweise werden zwei oder mehr verschiedene Merkmalpunkte des Objektes segmentiert und jeweils der nachfolgenden, für "den Merkmalpunkt" formulierten
- 30 Weiterverarbeitung unterzogen.

- b) Die Einteilung der genannten Projektionsaufnahmen in Klassen, wobei eine jede der Klassen alle Projektionsaufnahmen zusammenfasst, die zu einer bestimmten, der Klasse zugeordneten Phase der zyklischen Eigenbewegung gehören.
- 5 c) Die dreidimensionale Lokalisierung des Merkmalpunktes für jede der vorstehend genannten Klassen aus mindestens zwei Projektionsaufnahmen der entsprechenden Klasse. Eine solche Lokalisierung ist prinzipiell möglich, da die Projektionsaufnahmen voraussetzungsgemäß aus unterschiedlichen Richtungen erzeugt worden sind. Die Lokalisierung ist auch praktisch möglich bzw.
- 10 sinnvoll, da die verwendeten Projektionsaufnahmen der gleichen Klasse und damit derselben Phase der zyklischen Eigenbewegung entstammen, das Körpervolumen also in den Projektionsaufnahmen in etwa dieselbe Form und Lage hat.
- 15 d) Die Berechnung von dreidimensionalen Transformationen, wobei eine Transformation (unter anderem) die Bewegung bzw. Verschiebung des Merkmalpunktes während des Übergangs von einer Phase der zyklischen Eigenbewegung zu einer anderen beschreibt. Die Ermittlung derartiger Transformationen ist möglich, da aus Schritt c) die räumliche Lage des
- 20 Merkmalpunktes in den den Klassen entsprechenden verschiedenen Phasen der zyklischen Eigenbewegung bekannt ist. Bei der Transformation kann es sich im einfachsten Falle um eine Translation handeln, welche die lineare Verschiebung eines Punktes beschreibt. Wenn mehr als zwei Merkmalpunkte beobachtet werden, kann es sich bei der Transformation auch um eine Rotation, um eine
- 25 Dilatation (Volumenveränderung) und/oder in komplexeren Ansätzen um eine affine Transformation handeln.

- e) Die dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes und gegebenenfalls der Umgebung des Objektes, das heißt allgemein einer interessierenden Region ("region of interest"), aus den gespeicherten Projektionsaufnahmen unter Verwendung der gemäß Schritt d) berechneten Transformationen.

5

Die Vorrichtung hat den Vorteil, dass das Objekt bzw. eine interessierende Region beim Objekt unter Verwendung aller Projektionsaufnahmen aus dem Speicher rekonstruiert werden kann. Dies gelingt, da Lage- und Formveränderungen des Objektes aufgrund der zyklischen Eigenbewegung des Körpervolumens mit Hilfe der

- 10 Transformationen kompensiert werden können, da die Transformationen den Effekt der Eigenbewegung mathematisch - zumindest näherungsweise - beschreiben.

Nachfolgend werden bevorzugte Ausgestaltungen der Erfindung erläutert, die für jede der beiden Vorrichtungen gemäß dem ersten und zweiten Aspekt der Erfindung

- 15 anwendbar sind, wobei vereinfachend nur von "der Vorrichtung" gesprochen wird.

Die Segmentierung der Abbilder des mindestens einen Merkmalpunktes in Schritt a) kann bei der Vorrichtung vollautomatisch oder semi-automatisch erfolgen. Im letztgenannten Fall enthält die Vorrichtung vorzugsweise eine mit der Daten-

- 20 verarbeitungseinrichtung gekoppelte Eingabeeinheit wie eine Tastatur und/oder eine Maus, über welche ein Benutzer interaktiv die Segmentierung unterstützen kann.

Die Vorrichtung umfasst ferner vorzugsweise mindestens eine bildgebende Einrichtung, mit welcher die im Speicher abgelegte Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen des Körpervolumens erzeugt werden kann. Bei dieser Einrichtung kann es sich insbesondere um eine Röntgenapparatur zur Erzeugung von Röntgenprojektionen und/oder um ein NMR-Gerät handeln.

25

Des Weiteren umfasst die Vorrichtung vorzugsweise eine Sensoreinrichtung zur Erfassung einer (bzw. die genannte) zyklischen Eigenbewegung des Körpervolumens charakterisierenden Parameters parallel zur Erzeugung der Projektionsaufnahmen. Bei der Sensoreinrichtung kann es sich insbesondere um ein
5 Elektrokardiographiergerät zur Aufzeichnung eines Elektrokardiogramms und/oder um einen Atmungssensor zur Erfassung der Atmungsphase handeln.

Die Erfindung betrifft ferner ein Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines bewegten Objektes in einem Körpervolumen basierend auf einer Datenmenge, welche
10 eine Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen enthält, umfassend die Schritte:

- a) Segmentierung des Abbildes mindestens eines Merkmalpunktes des Objektes oder seiner Umgebung in den Projektionsaufnahmen;
- 15 b) Vorgabe einer räumlichen Referenzposition für jeden Merkmalpunkt;
- c) Berechnung von Transformationen des Objektraumes und der Projektionsaufnahmen, nach deren Anwendung sich die Projektionen der transformierten Merkmalpunkte in jeder transformierten Projektionsaufnahme mit den Abbildern der Merkmalpunkte decken;
- 20 d) dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes aus den Projektionsaufnahmen mit Hilfe der berechneten Transformationen.

Ferner betrifft die Erfindung ein Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Objektes in einem Körpervolumen, das einer zyklischen Eigenbewegung unterliegt,
25 basierend auf einer Datenmenge, welche eine Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen zusammen mit den jeweils zugehörigen Werten eines die zyklische Eigenbewegung charakterisierenden Parameters enthält, umfassend die Schritte:

- 30 a) Segmentierung des Abbildes mindestens eines Merkmalpunktes des Objektes in den Projektionsaufnahmen;

- b) Einteilung der Projektionsaufnahmen in Klassen, die jeweils einer vorgegebenen Phase der zyklischen Eigenbewegung entsprechen;
- c) dreidimensionale Lokalisierung des genannten Merkmalspunktes für jede der genannten Klassen aus mindestens zwei Projektionsaufnahmen dieser Klasse;
- 5 d) Berechnung dreidimensionaler Transformationen, welche die Bewegung des lokalisierten Merkmalspunktes zwischen unterschiedlichen Phasen der zyklischen Eigenbewegung beschreiben;
- e) dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes aus den Projektionsaufnahmen mit Hilfe der berechneten Transformationen.

10

Die beiden Verfahren enthalten in allgemeiner Form die mit den Vorrichtungen der oben beschriebenen Art ausführbaren Schritte. Hinsichtlich der Erläuterung von Einzelheiten, Vorteilen und Weiterbildungen des Verfahrens wird daher auf die obige Beschreibung verwiesen.

15

Im Folgenden wird die Erfindung mit Hilfe der beigelegten Figuren beispielhaft erläutert. Es zeigt:

- Fig. 1 eine schematische Darstellung der Projektionsgeometrie bei der Erzeugung von Röntgenaufnahmen von einem bewegten Objekt;
- 20 Fig. 2 die Wirkung von für den Objektraum berechneten Transformationen zur Kompensation der Objektbewegung;
- Fig. 3 die Wirkung von für die Projektionsaufnahmen berechneten Transformationen zur Kompensation der Objektbewegung;
- Fig. 4a, b ein schematisches Ablaufdiagramm für ein Verfahren zur dreidimensionalen
- 25 Rekonstruktion eines Objektes aus Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Herzschlagphasen.

Anhand der Figuren 1 bis 3 wird zunächst eine erste Ausführungsform der Erfindung erläutert. Bei dem zugrundeliegenden Verfahren geht es darum, die dreidimensionale Rekonstruktion eines bewegten Objektes (z.B. eines Stents oder des Körpervolumens selbst) mit Hilfe von zweidimensionalen Röntgen-Projektionsaufnahmen $A_1, A_2, \dots A_n, \dots A_N$ vorzunehmen, die aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen von dem Objekt angefertigt worden sind.

Diesbezüglich zeigen die Figuren 1 bis 3 schematisiert die Projektionsgeometrie, die bei Erzeugung einer Serie von Röntgenaufnahmen während des Schwenks einer Rotations-Röntgenapparatur vorliegt. Die Röntgenaufnahmen $A_1, A_2, \dots A_n, \dots A_N$ werden dabei ausgehend von Projektionszentren $F_1, F_2, \dots F_n, \dots F_N$ erzeugt. In den Figuren ist auf den Projektionsaufnahmen schematisch ein Gefäßabschnitt dargestellt, welcher aufgrund der unterschiedlichen Projektionsrichtungen und der Bewegung des aufgenommenen Körpervolumens (durch Patientenbewegung, Herzschlag, Atmung etc.) jeweils anders abgebildet wird. Ohne die Bewegung könnte das interessierende Objekt aus den Projektionsaufnahmen exakt dreidimensional rekonstruiert werden. In der Praxis bewegt sich das Objekt jedoch in unbekannter Weise, so dass sich für einen fest mit dem Objekt verbundenen Merkmalpunkt Q die in Figur 1 schematisch dargestellte Bewegungstrajektorie $Q(t)$ ergibt. Jede der Projektionsaufnahmen $A_1, A_2, \dots A_n, \dots A_N$ erfasst daher in der Regel den Merkmalpunkt Q an einer anderen, unbekannten Stelle der Trajektorie. Um dennoch eine möglichst gute räumliche Rekonstruktion des Objektes zu erhalten, wird das nachfolgend erläuterte Verfahren zur Kompensation der Bewegung vorgeschlagen.

25

Das Verfahren basiert auf der Verfolgung mindestens eines Merkmalpunktes wie beispielsweise einem Markierungspunkt an einem Katheter oder eines Verzweigungspunktes eines Gefäßes. Neben dem bereits erwähnten Merkmalpunkt Q werden hierfür vorzugsweise ein oder mehrere weitere Merkmalpunkte, die in den Figuren 1 bis 3 nicht

30

näher bezeichnet sind, verwendet. Die durch die Röntgenprojektionen erzeugten
Abbilder eines Merkmalpunktes lassen sich voraussetzungsgemäß auf den
Projektionsaufnahmen gut lokalisieren. So kann beispielsweise in der Projektions-
5 aufnahme A_n das mit der n-ten Projektion Pr_n erzeugte Abbild $Pr_n(Q)$ des Merkmal-
punktes Q voll- oder semi-automatisch segmentiert werden. Ähnliches gilt für die
übrigen Projektionsaufnahmen $A_1, A_2, \dots A_N$.

In Figur 1 sind weiterhin die Projektionslinien dargestellt, welche das jeweilige
10 Projektionszentrum F_n mit dem Abbild $Pr_n(Q)$ des Merkmalpunktes Q verbinden.
Würde sich der Merkmalpunkt nicht bewegen, so müssten sich alle Projektionslinien in
ihm schneiden, so dass seine räumliche Lage exakt rekonstruiert werden könnte.
Aufgrund der Bewegung des Merkmalpunktes Q kommt es jedoch nicht zu einem
solchen Schnitt aller zugehörigen Projektionslinien, sondern diese kommen sich
15 lediglich in einem kleinen Volumen (gestrichelt in Figur 1) mehr oder weniger nahe.

Im nächsten Schritt des Verfahrens wird nunmehr eine Referenzposition Q_0
(willkürlich) festgelegt, an welcher nachfolgend alle Projektionsaufnahmen A_1, A_2, \dots
 $A_n, \dots A_N$ ausgerichtet werden sollen. Vorzugsweise wird diese Referenzposition Q_0
20 möglichst dicht an eine tatsächliche bzw. wahrscheinliche Position des Merkmal-
punktes Q gelegt. Bei dem in Figur 1 angedeuteten Vorgehen wird die Referenz-
position Q_0 beispielsweise in den Schwerpunkt des Knotens gelegt, in welchem sich die
einzelnen Projektionslinien kreuzen. Alternativ könnte die Referenzposition auch in den
Schnittpunkt zweier Projektionslinien gelegt werden (falls vorhanden), welche
25 bekanntermaßen zu Projektionsaufnahmen aus einem gleichartigen Bewegungszustand
des Körpervolumens gehören (zum Beispiel zu der gleichen Herzschlagphase bei
kardialen Aufnahmen).

In Figur 2 ist eine erste Variante der Bewegungskompensation mit Hilfe des gewählten
30 Referenzpunktes Q_0 dargestellt. Dabei wird für jede der Projektionsaufnahmen wie

beispielsweise für die Aufnahme A_n eine derartige Verschiebung der Referenzposition Q_0 im Raum bestimmt, dass die Projektion Pr_n der neuen Position auf der Projektionsaufnahme A_n gerade in das Abbild des Merkmalpunktes Q fällt. Die

5 genannte Verschiebung der Referenzposition Q_0 (optional zusammen mit den Verschiebungen weiterer Merkmalpunkte) lässt sich nunmehr zu einer dreidimensionalen Transformation Σ_n des gesamten Objektraumes erweitern. Diese Transformation Σ_n beschreibt somit geometrisch den Übergang (Translation, Rotation, Dilatation, etc.) des betrachteten Körpervolumens vom (fiktiven) Referenzzustand zu

10 dem in der Projektionsaufnahme A_n erfassten Zustand. Da entsprechende Transformationen $\Sigma_1, \Sigma_2, \dots, \Sigma_N$ auch für die übrigen Projektionsaufnahmen berechnet werden können, kann im Ergebnis der Einfluss der Bewegung des Körpervolumens auf die Projektionsaufnahmen $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ rechnerisch kompensiert werden. Das Körpervolumen kann dann aus dem bewegungskompensierten Röntgenaufnahmen mit

15 hoher Genauigkeit rekonstruiert werden.

Figur 3 zeigt eine zu Figur 2 alternative, im Ergebnis jedoch äquivalente Art der Bewegungskompensation. Anders als bei Figur 2 werden hier nicht dreidimensionale Transformationen des Objektraumes berechnet, sondern zweidimensionale Trans-

20 formationen $\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_n, \dots, \sigma_N$ der Projektionsaufnahmen $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$. Dabei wird zunächst die festgelegte Referenzposition Q_0 mit Hilfe der bekannten geometrischen Projektionen Pr_n rechnerisch auf die jeweiligen Projektionsaufnahmen $A_1, A_2, \dots, A_n, \dots, A_N$ projiziert, was in der Projektionsaufnahme A_n beispielsweise zu dem Abbild $Pr_n(Q_0)$ der Referenzposition führt. Dieses berechnete Abbild deckt sich in der

25 Regel nicht mit dem dargestellten Abbild $Pr_n(Q)$ des tatsächlichen Merkmalpunktes. Mit Hilfe der zur Verfügung stehenden Informationen (optional auch unter Einbeziehung weiterer Merkmalpunkte) kann jedoch eine zweidimensionale Transformation σ_n definiert werden, bei deren Anwendung die Projektionsaufnahme A_n gerade so verändert (verschoben, rotiert etc.) wird, dass das transformierte Abbild des Merkmal

punktes mit dem berechneten Abbild der Referenzposition Q_0 übereinstimmt, das heißt:
 $\sigma_n(\text{Pr}_n(Q)) = \text{Pr}_n(Q)$.

Durch die Berechnung und Anwendung aller zweidimensionalen Transformationen σ_1 ,
5 $\sigma_2, \dots \sigma_n, \dots \sigma_N$ auf die zugehörigen Projektionsaufnahmen $A_1, A_2, \dots A_n, \dots A_N$ wird im
Ergebnis dafür gesorgt, dass alle Projektionsaufnahmen auf eine fiktive, statische
räumliche Position Q_0 des Merkmalpunktes abgeglichen werden. Dies ermöglicht es,
anschließend das Körpervolumen bzw. ein darin befindliches Objekt dreidimensional
unter Verwendung aller (transformierter) Projektionsaufnahmen zu rekonstruieren.

10

Die bei obigem Verfahren in der Festlegung der Referenzpositionen liegende Willkür
führt in der Regel dazu, dass die dreidimensionale Rekonstruktion des Körpervolumens
gegenüber dem realen Körpervolumen verändert (verschoben, gedreht, gestaucht etc.)
sein kann. Für viele Anwendungen wie beispielsweise die Positionierung eines Stents in
15 einem Gefäß ist dieser Umstand in der Praxis jedoch kaum von Nachteil. Wichtig ist
hier vielmehr die sehr scharfe, wenig verschmierte Darstellung des rekonstruierten
Volumens, die durch die Bewegungskompensation möglich wird.

Figur 4 zeigt eine zweite Ausführungsform der Erfindung. Bei dem hierfür beispielhaft
20 zugrunde gelegten Anwendungsfall handelt es sich um die Lokalisierung eines Stents 5,
welcher an der Spitze eines Katheters angebracht ist und möglichst genau im Bereich
einer zu behandelnden Stenose der Herzkranzgefäße entfaltet werden soll. Für die
Beobachtung des Eingriffs steht eine Rotations-Röntgenapparatur 1 zur Verfügung, mit
welcher in einem Schwenk zweidimensionale Projektionsaufnahmen A_n des relevanten
25 Körpervolumens aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen gemacht werden können.

Aufgrund des Herzschlages wird der in den Herzkranzgefäßen befindliche Stent 5
ständig bewegt und gegebenenfalls auch deformiert (ähnliches gilt für die Atmung,
welche zur Vereinfachung der Darstellung im Folgenden jedoch vernachlässigt wird;
30 grundsätzlich kann sie analog zum Herzschlag behandelt werden). Diese Bewegung
erfolgt verhältnismäßig schnell im Vergleich zur Erzeugung von Projektionsaufnahmen

mit der Röntgenapparatur 1. Dies führt dazu, dass in einer aufgenommenen Sequenz $A_1, \dots A_n, \dots A_N$ die Projektionsaufnahmen aus unterschiedlichen Herzschlagphasen stammen, und zwar in der Regel in ungeordneter Reihenfolge. Ausgehend von dieser Sachlage soll mit dem vorgeschlagenen Verfahren unter Berücksichtigung der

5 Bewegung durch den Herzschlag die räumliche Lage des Stents 5 möglichst genau rekonstruiert werden.

Um das vorstehend genannte Ziel zu erreichen, wird parallel zu den Röntgenprojektionen A_n ein Parameter aufgezeichnet, welcher die Herzschlagphase anzeigt. Hierbei

10 handelt es sich zum Beispiel um das elektrische Signal E_n eines Elektrokardiogramms, das mit einem Elektrokardiographiegerät 2 aufgezeichnet wird.

Als Ergebnis der in Block o von Figur 4a dargestellten, vorbereitenden Aufnahme-prozedur liegt somit eine Sequenz $(A_1, E_1), \dots (A_n, E_n), \dots (A_N, E_N)$ von Röntgen-

15 projektionsaufnahmen A_n zusammen mit der jeweils zugehörigen EKG-Phase E_n vor, die im Speicher 3 einer Datenverarbeitungseinrichtung 4 abgelegt wird.

Im ersten Verarbeitungsschritt (Block a) des Verfahrens werden dann auf allen Projektionsaufnahmen A_n die Bilder R_n, Q_n von Merkmalpunkten R, Q segmentiert. Bei

20 den Merkmalpunkten handelt es sich um gut auf den Aufnahmen sichtbare Merkmale wie zum Beispiel um Marker (auf einem Stent 5, einem Ballon oder einem Führungsdraht) oder um anatomische Merkmale wie Gefäßbifurkationen. Als Ergebnis der Segmentierung sind für jede Aufnahme A_n die auf diese Aufnahme bezogenen Bildkoordinaten $(\square, \square)_{R_n}, (\square, \square)_{Q_n}$ bekannt. Je nach Art des Merkmalpunktes kann die

25 Segmentierung vollautomatisch erfolgen (zum Beispiel bei Markern) oder semi-automatisch (zum Beispiel bei anatomischen Strukturen), d.h. mit einer interaktiven Unterstützung durch einen Benutzer.

- In Block b des Verfahrens erfolgt eine Klassifizierung der verfügbaren Projektionen A_n in Klassen $K_1, \dots K_p, \dots K_M$, die jeweils einer Phase (genauer gesagt einem Phasenintervall) $E_1^{Cl}, \dots E_p^{Cl}, \dots E_M^{Cl}$ der zyklischen Eigenbewegung entsprechen. Die
- 5 Einteilung einer Herzschlagphase in (gleich oder unterschiedlich lange) Phasen E_p^{Cl} wird dabei vorgegeben. Die Klassen fassen die Röntgenaufnahmen A_n somit in Cluster zusammen, die aus (in etwa) derselben Herzschlagphase stammen. Formal lassen sich die Klassen z.B. als Indexmengen definieren gemäß $K_p := \{n \mid E_n \in E_p^{Cl}\}$.
- 10 In Block c werden für jede der vorgegebenen Herzschlagphasen E_p^{Cl} die dreidimensionalen, "realen" Koordinaten $(x,y,z)_{Rp}, (x,y,z)_{Qp}$ der Merkmalpunkte R bzw. Q aus jeweils (mindestens) zwei Projektionsaufnahmen A_{n1}, A_{n2} berechnet, wobei die genannten Aufnahmen aus derselben Herzschlagphase E_p^{Cl} stammen sollen (das heißt $n1, n2 \in K_p$). Für diese Berechnung wird auf die in Block a bestimmten Bildkoordinaten $(\square, \square)_{Rn}, (\square, \square)_{Qn}$ sowie auf die Projektionszentren F_{n1}, F_{n2} , die aus der
- 15 Kalibrierung der Apparatur bekannt sind, zurückgegriffen. Die erforderlichen Berechnungsmethoden sind im Übrigen im Stand der Technik hinlänglich bekannt.

- Im nächsten Block d wird das Bewegungsfeld für jeden Merkmalpunkt R, Q in Bezug
- 20 auf den Herzschlag berechnet. Dabei werden die aus Block c bekannten räumlichen Koordinaten $(x,y,z)_{Rp}, (x,y,z)_{Qp}, (x,y,z)_{Rm}, (x,y,z)_{Qm}$ der Merkmalpunkte in verschiedenen Herzschlagphasen p, m verwendet, um für jeden Merkmalpunkt R, Q ein dreidimensionales Feld von Bewegungs- oder Verschiebungsvektoren $S_{p,m}^R, S_{p,m}^Q$ zu ermitteln. Der Verschiebungsvektor $S_{p,m}^Q$ beschreibt dabei zum Beispiel die Ver-
- 25 schiebung des Merkmalpunktes Q mit den Koordinaten $(x,y,z)_{Qp}$ in der Herzschlagphase p beim Übergang zu den Koordinaten $(x,y,z)_{Qm}$ in der Herzschlagphase m.

- Basierend auf den Verschiebungsvektoren $S_{p,m}^R, S_{p,m}^Q$ werden ferner in Block d Trans-
- 30 formationen $\Sigma_{p,m}$ für die Bewegung des gesamten Stents 5 bzw. seiner Umgebung bestimmt. Im einfachsten Falle kann dabei eine starre Translation angenommen werden,

- für deren Festlegung der Verschiebungsvektor eines einzigen Merkmalpunktes ausreicht. Üblicherweise werden jedoch realistischere Bewegungsmodelle benötigt, bei denen mindestens zwei Merkmalpunkte R , Q für die Ermittlung einer Translation, Rotation und/oder Dilatation verwendet werden. Unter Verwendung von mehreren
- 5 Merkmalpunkten können auch komplexere, zum Beispiel affine Transformationen ermittelt werden.

- Im letzten Block e erfolgt basierend dem dreidimensionalen Bewegungsmodell des Objektes 5 (Block d) eine hinsichtlich der dreidimensionalen Bewegung kompensierte
- 10 Rekonstruktion des gesamten Stents bzw. interessierenden Bereiches unter Verwendung von Projektionsaufnahmen aus unterschiedlichen Herzschlagphasen. Bei der Rekonstruktion eines jeden Bildvolumenelementes (Voxel), das auf zwei Projektionsaufnahmen A_n und A_j aus unterschiedlichen Herzschlagphasen p_1 , p_2 abgebildet ist, wird hinsichtlich des zugehörigen Objektpunktes berücksichtigt, dass dieser in den
- 15 Herzschlagphasen der Aufnahmen an verschiedenen Positionen \underline{r}_{p1} bzw. \underline{r}_{p2} lag. Die genannten Positionen sind dabei durch die bekannte Transformation Σ_{p1_p2} verknüpft. Mit Hilfe dieser Transformation lässt sich somit die interessierende Region und insbesondere der Stent 5 unter Rückgriff auf die Informationen aus allen Projektionsaufnahmen mit hoher Genauigkeit rekonstruieren, da der Einfluss der Herzschlag-
- 20 bewegung durch die Transformationen kompensiert werden kann.

PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines bewegten Objektes in einem Körpervolumen, umfassend einen Speicher, welcher eine Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen (A_1, A_2, A_n, A_N) des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen enthält, sowie eine Datenverarbeitungseinrichtung,
- 5 welche mit dem Speicher gekoppelt und dazu eingerichtet ist, die folgenden Schritte auszuführen:
- a) Segmentierung des Abbildes ($Pr_n(Q)$) mindestens eines Merkmalpunktes (Q) des Objektes oder seiner Umgebung in den Projektionsaufnahmen (A_n);
 - b) Vorgabe einer räumlichen Referenzposition (Q_0) für jeden Merkmalpunkt (Q);
 - 10 c) Berechnung von Transformationen (Σ_n, σ_n) des Objektraumes und der Projektionsaufnahmen (A_n), nach deren Anwendung sich die Projektion der transformierten Referenzposition jeweils mit dem transformierten Abbild des Merkmalpunktes deckt;
 - d) dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes aus den Projektionsaufnahmen
 - 15 (A_n) mit Hilfe der berechneten Transformationen (Σ_n, σ_n).
2. Vorrichtung nach Anspruch 1,
- dadurch gekennzeichnet,
- dass die räumliche Referenzposition (Q_0) eines Merkmalpunktes (Q) in Schritt b) aus
- 20 zwei Projektionsaufnahmen rekonstruiert wird, die aus einem gleichartigen Zustand des Körpervolumens stammen, insbesondere aus einer gleichartigen Herzschlagphase.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Transformation (Σ_n) des Objektraumes oder die Transformation (σ_n) der

5 Projektionsaufnahmen die identische Abbildung ist.

4. Vorrichtung zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Objektes (5) in einem

Körpervolumen, das einer zyklischen Eigenbewegung unterliegt, umfassend einen

Speicher (3), welcher eine Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen (A_n) des

10 Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen zusammen mit den jeweils

zugehörigen Werten eines die zyklische Eigenbewegung charakterisierenden

Parameters (E_n) enthält, sowie eine Datenverarbeitungseinrichtung (4), welche mit dem Speicher (3) gekoppelt und dazu eingerichtet ist, die folgenden Schritte auszuführen:

a) Segmentierung des Abbildes (R_n, Q_n) mindestens eines Merkmalspunktes (R, Q)

15 des Objektes (5) in den Projektionsaufnahmen (A_n);

b) Einteilung der Projektionsaufnahmen (A_n) in Klassen (K_p), die jeweils einer vorgegebenen Phase (E_p^{Cl}) der zyklischen Eigenbewegung entsprechen;

c) dreidimensionale Lokalisierung des genannten Merkmalspunktes (R, Q) für jede der genannten Klassen (K_p) aus mindestens zwei Projektionsaufnahmen ($A_{n1},$

20 A_{n2}) dieser Klasse;

d) Berechnung dreidimensionaler Transformationen (Σ_{p_m}), welche die Bewegung ($S_{p_m}^R, S_{p_m}^Q$) des lokalisierten Merkmalspunktes (R, Q) zwischen unterschiedlichen Phasen (p, m) der zyklischen Eigenbewegung beschreiben;

e) dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes (5) aus den Projektions-

25 aufnahmen (A_n) mit Hilfe der berechneten Transformationen (Σ_{p_m}).

5. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 4,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Transformationen (σ_n , Σ_n , Σ_{p_m}) eine Translation, eine Rotation, eine Dilatation

5 und/oder eine affine Transformation umfassen.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 4,

dadurch gekennzeichnet,

dass sie eine Eingabeeinheit für eine interaktive Segmentierung in Schritt a) enthält.

10

7. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 4,

dadurch gekennzeichnet,

dass sie eine bildgebende Einrichtung (1) zur Erzeugung der Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen (A_n) des Körpervolumens enthält, vorzugsweise eine

15 Röntgenapparatur (1) und/oder ein NMR-Gerät.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 4,

dadurch gekennzeichnet,

dass sie eine Sensoreinrichtung (2) zur Erfassung einer zyklischen Eigenbewegung

20 des Körpervolumens charakterisierenden Parameters (E_n) parallel zur Erzeugung der

Projektionsaufnahmen enthält, wobei die Sensoreinrichtung vorzugsweise ein

Elektrokardiographiegerät (2) und/oder einen Atmungssensor umfasst.

25

9. Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines bewegten Objektes in einem Körpervolumen basierend auf einer Datenmenge, welche eine Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen (A_1, A_2, A_n, A_N) des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen enthält, umfassend die Schritte:

- 5 a) Segmentierung des Abbildes ($Pr_n(Q)$) mindestens eines Merkmalspunktes (Q) des Objektes oder seiner Umgebung in den Projektionsaufnahmen (A_n);
- b) Vorgabe einer räumlichen Referenzposition (Q_0) für jeden Merkmalspunkt (Q);
- c) Berechnung von Transformationen (Σ_n, σ_n) des Objektraumes und der Projektionsaufnahmen (A_n), nach deren Anwendung sich die Projektion der transformierten Referenzposition jeweils mit dem transformierten Abbild des Merkmalspunktes deckt;
- 10 d) dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes aus den Projektionsaufnahmen (A_n) mit Hilfe der berechneten Transformationen (Σ_n, σ_n).

15

10. Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Objektes (5) in einem Körpervolumen, das einer zyklischen Eigenbewegung unterliegt, basierend auf einer Datenmenge, welche eine Serie zweidimensionaler Projektionsaufnahmen (A_n) des Körpervolumens aus unterschiedlichen Richtungen zusammen mit den jeweils zugehörigen Werten eines die zyklische Eigenbewegung charakterisierenden Parameters (E_n) enthält, umfassend die Schritte:

- a) Segmentierung des Abbildes (R_n, Q_n) mindestens eines Merkmalspunktes (R, Q) des Objektes (5) in den Projektionsaufnahmen (A_n);
- 25 b) Einteilung der Projektionsaufnahmen (A_n) in Klassen (K_p), die jeweils einer vorgegebenen Phase (E_p^{cl}) der zyklischen Eigenbewegung entsprechen;

- c) dreidimensionale Lokalisierung des genannten Merkmalspunktes (R, Q) für jede der genannten Klassen (K_p) aus mindestens zwei Projektionsaufnahmen (A_{n1} , A_{n2}) dieser Klasse;
- d) Berechnung dreidimensionaler Transformationen (Σ_{p_m}), welche die Bewegung ($S^R_{p_m}, S^Q_{p_m}$) des lokalisierten Merkmalspunktes (R, Q) zwischen unterschiedlichen Phasen (p, m) der zyklischen Eigenbewegung beschreiben;
- e) dreidimensionale Rekonstruktion des Objektes (5) aus den Projektionsaufnahmen (A_n) mit Hilfe der berechneten Transformationen (Σ_{p_m}).

ZUSAMMENFASSUNG**Dreidimensionale Rekonstruktion eines Objektes aus Projektionsaufnahmen**

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Objektes wie beispielsweise eines Stents (5) in den Herzkranzgefäßen eines Patienten.

- 5 Dabei wird eine Serie von Röntgenprojektionsaufnahmen (A_n) aus unterschiedlichen Richtungen unter gleichzeitiger Erfassung der zugehörigen EKG-Phase (E_n) erzeugt. Auf den Projektionsaufnahmen (A_n) wird die Lage von Merkmalpunkten (R, Q) segmentiert (a). Die Aufnahmen (A_n) werden ferner entsprechend ihrer Zugehörigkeit zu verschiedenen Abschnitten (E_p^{cl}) der Herzschlagphase in Klassen (K_p) eingeteilt (b).
- 10 Für jede dieser Klassen wird dann die zugehörige räumliche Position ($(x,y,z)_{Qp}$) der Merkmalpunkte ermittelt (e). Im nächsten Schritt (d) werden aus den nun für verschiedene Herzschlagphasen bekannten Positionen der Merkmalpunkte (R, Q) die Verschiebungsvektoren ($S_{p_m}^R, S_{p_m}^Q$) bzw. allgemein die Transformationen (Σ_{p_m}) berechnet, welche die Positionen der Merkmalpunkte für verschiedene
- 15 Herzschlagphasen (p, m) verknüpfen (d). Mit Hilfe dieser Transformationen kann dann in einem letzten Schritt (e) für den gesamten Stent (5) bzw. seine Umgebung unter Rückgriff auf alle Röntgenprojektionsaufnahmen aus unterschiedlichen Herzschlagphasen ($p1, p2$) eine dreidimensionale Rekonstruktion durchgeführt werden. Bei einer alternativen Ausführungsform der Erfindung werden Projektionsaufnahmen
- 20 eines bewegten Körpervolumens so transformiert, dass die auf den Aufnahmen befindlichen Abbilder von Merkmalpunkten jeweils an einer Stelle zu liegen kommen, auf welche (willkürlich) vorgegebene räumliche Referenzpositionen für die Merkmalpunkte projiziert werden. Mit den so auf die Referenzpositionen ausgerichteten Projektionsaufnahmen kann anschließend eine dreidimensionale Rekonstruktion des
- 25 Objektes erfolgen.

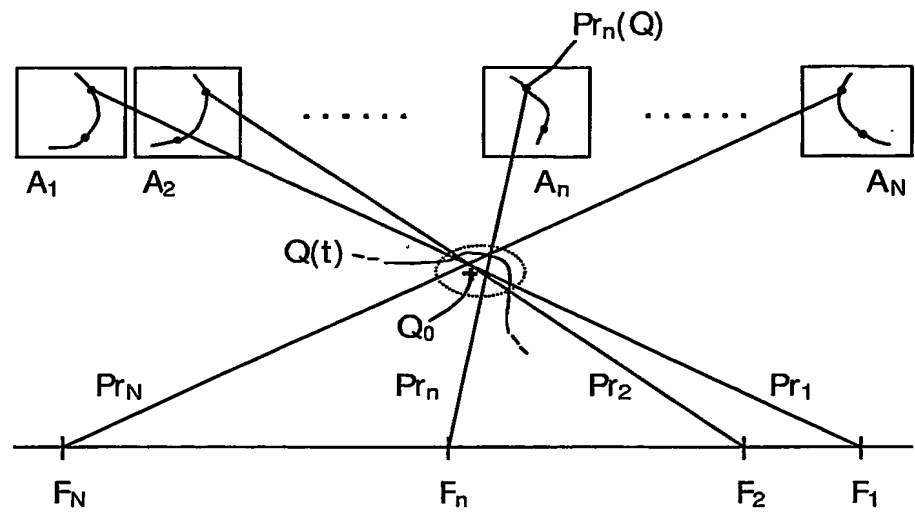


Fig. 1

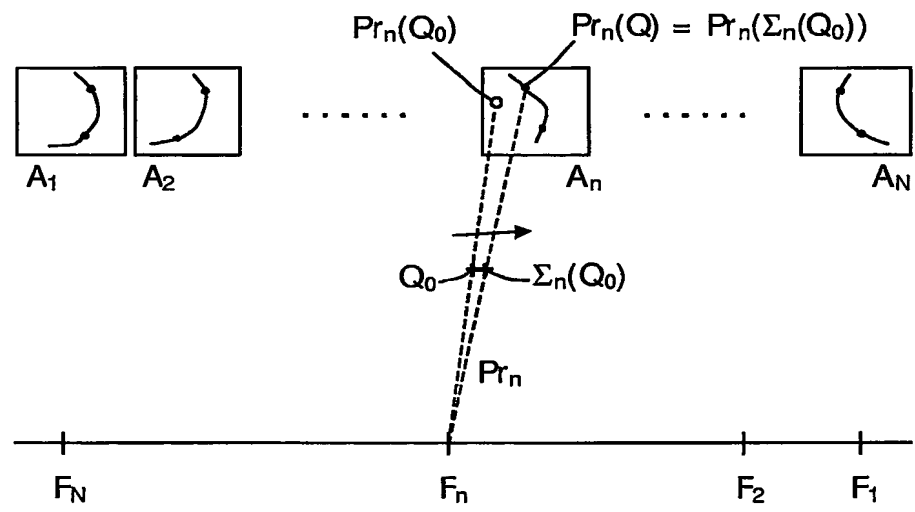


Fig. 2

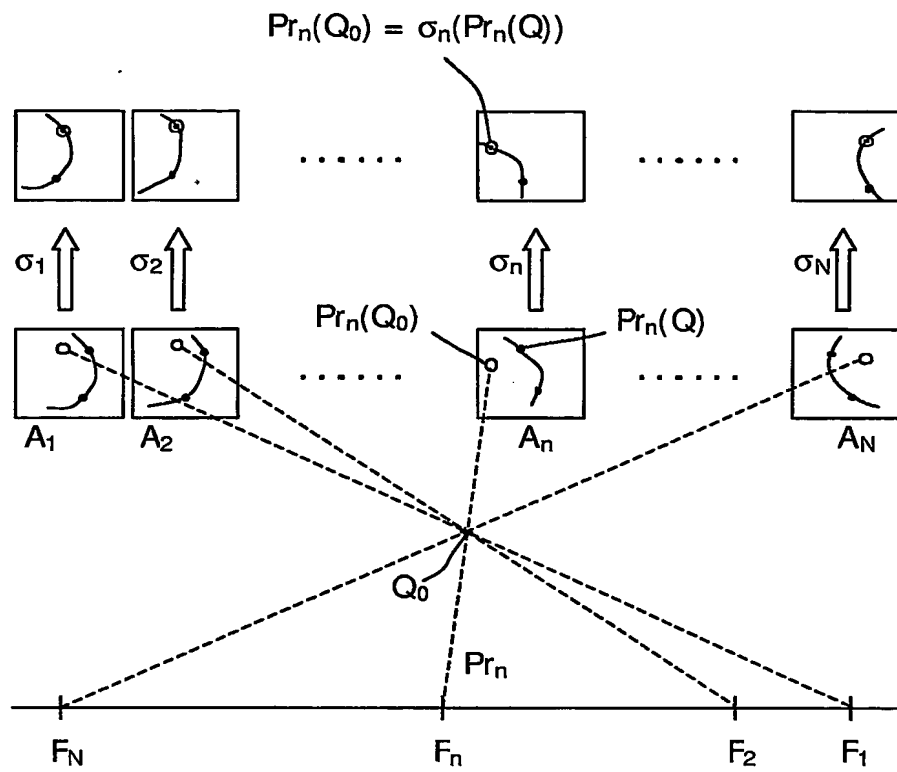


Fig. 3

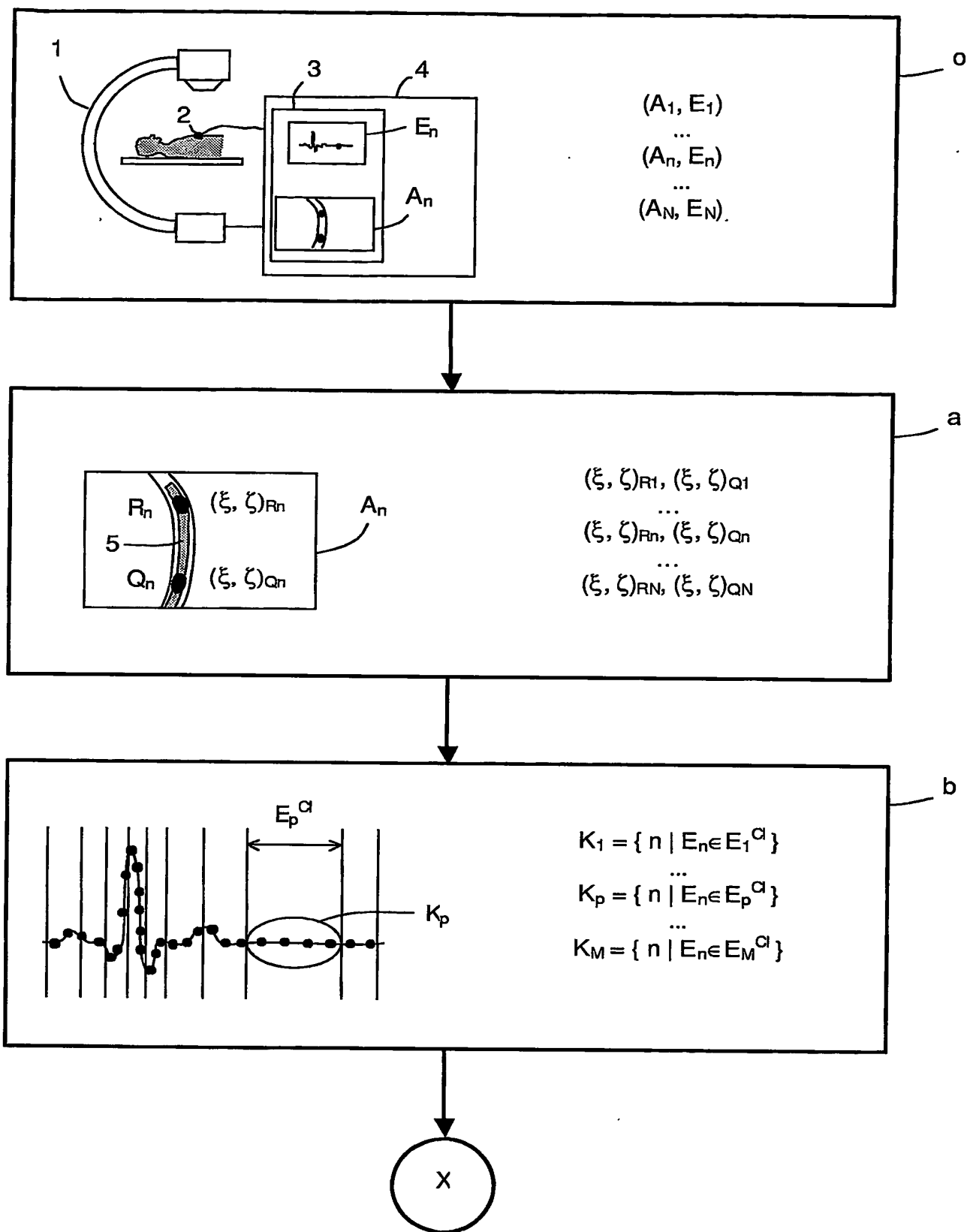


Fig. 4a

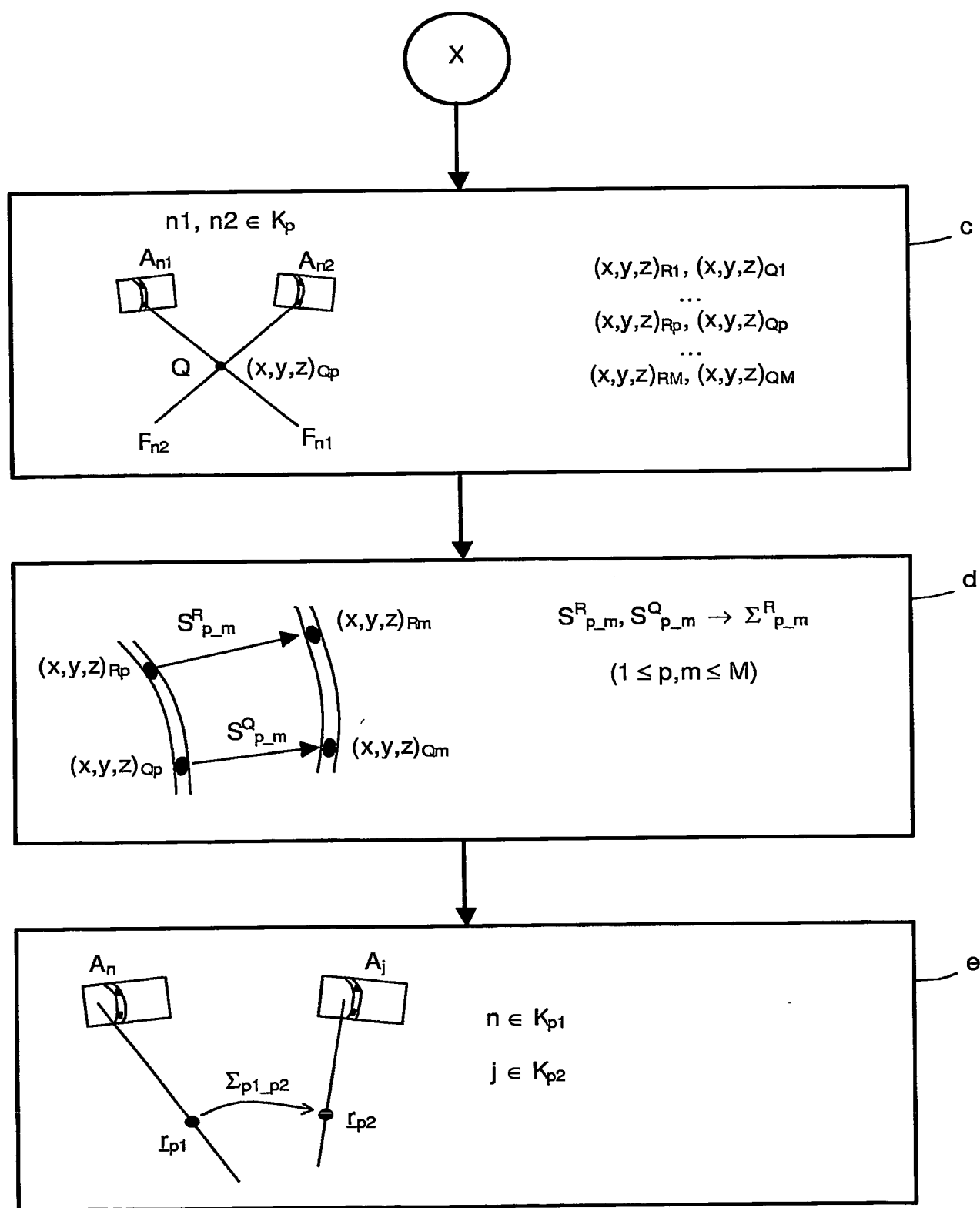


Fig. 4b